

内視鏡に照明光を供給する光源装置、及び内視鏡装置

This Application claim benefit of Japanese Patent Application No.2000-314330 filed in Japan on October 13, 2000, the contents of which are incorporated by this reference.

## BACKGROUND OF THE INVENTION

### Field of the invention:

本発明は、撮像素子を有する内視鏡に照明光を供給する光源装置、及び撮像素子を有する内視鏡に照明光を供給して被検部位を観察するに関する内視鏡装置に関する。

### Related Art Statement:

現在、医療用の内視鏡装置は、一般的に広く利用されている。この医療用内視鏡装置は、体腔内に細長な挿入部を挿入することにより、食道、胃、小腸、大腸などの消化管や肺等の様々な被検部位を観察することができるようになっている。また、前記医療用内視鏡装置は、必要に応じて処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種の治療処理が行える。特に近年、撮像装置として電荷結合素子（CCD）等の固体撮像素子を有した電子内視鏡装置が、広く利用されている。前記電子内視鏡装置は、カラーモニタ上にリアルタイムで観察画像として動画像を表示できる。このため、前記電子内視鏡装置は、内視鏡を操作する術者の疲労が少ないという利点をも有している。

前記電子内視鏡装置は、前記CCDを細長な挿入部の先端部に内蔵した電子内視鏡と、映像信号処理を行うプロセッサ装置及び照明光を供給する光源装置を備えている。前記電子内視鏡は、前記プロセッサ装置及び前記光源装置に対して、着脱自在に接続することが可能である。従って、前記電子内視鏡装置は、様々なタイプの電子内視鏡を1台のプロセッサ装置、光源装置と組み合わせて使用することが可能である。また、電子内視鏡は、挿入する部位や用途に応じて画素数等の異なるCCDが搭載されている。前記CCDは、このCCDの種類により電荷

の読み出しにかかる時間が異なっている。

前記電子内視鏡に用いられるＣＣＤは、素子の大きさを小さくするために電荷蓄積部が電荷転送路を兼ねるタイプのものが使われることがある。この場合、電子内視鏡装置は、前記ＣＣＤの電荷読み出し期間中に、被写体を照明する照明光をカットして、被写体像が前記ＣＣＤに結像しないようにする必要がある。

このため、赤、青、緑の光を順次照射して撮像する面順次式の電子内視鏡装置は、各色のフィルタの間に遮光部分を設けたフィルタ板を回転させている。これにより、前記面順次式の電子内視鏡装置は、遮光期間の光をカットしていた。この遮光期間の長さは、最も電荷読み出しにかかる時間の長いＣＣＤに合わせて設定されている。

上述した電子内視鏡装置は、用いられる撮像装置として電荷結合素子（ＣＣＤ）等の固体撮像素子の種類により、電荷読み出し時間が異なる。このため、電子内視鏡装置は、固体撮像素子の種類により、必要とされる遮光期間が異なっている。

しかしながら、従来の電子内視鏡装置は、何れの電子内視鏡を用いたときにも遮光期間の長さは固定されていた。このため、従来の電子内視鏡装置は、画素数が少なく読み出し時間の短い固体撮像素子を使用している場合、無駄な遮光期間が生じていることになる。従って、従来の電子内視鏡装置は、被写体が暗い場合、十分な露光量を得られないという問題があった。

## OBJECT AND SUMMARY OF THE INVENTION

本発明の目的は、撮像素子の画素数が異なって電荷読み出し時間が異なる何れの電子内視鏡を用いた場合にも、可能な限り長い時間の露光期間を確保することができる光源装置、及び内視鏡装置を提供することにある。

本発明の内視鏡に照明光を供給する光源装置は、  
照明光を発生する光源ランプと、

前記光源ランプから発生された前記照明光を受けるとともに、該照明光を反射する反射ミラーと、

前記反射ミラーで反射された前記照明光を、前記内視鏡に設けられた照明光伝達光学系に入射するための集光光学系と、

前記内視鏡に設けられた撮像素子の種類に応じて発生される露光時間制御信号に基づき、前記反射ミラーによる前記照明光の反射方向を切り替え、前記内視鏡に設けられた照明光伝達光学系への照明光の入射、非入射を制御するミラー制御回路とを備えている。

また、本発明の内視鏡に照明光を供給して観察する内視鏡装置は、

照明光を発生する光源ランプと、

前記光源ランプにより発生された前記照明光を受けるとともに、該照明光を反射する反射ミラーと、

前記内視鏡に設けられ、前記照明光を伝達可能な照明光伝達光学系と、

前記反射ミラーで反射された前記照明光を、前記照明光伝達系に入射するための集光光学系とと、

前記内視鏡に設けられた撮像素子と、

前記撮像素子の種類を判別する判別回路と、

前記判別回路で判別された撮像素子の種類に応じて、該撮像素子の露光時間を制御する露光時間制御信号を発生する制御信号発生回路と、

前記制御信号発生回路により発生された露光時間制御信号に基づき、前記反射ミラーによる前記照明光の反射方向を切り替え、前記照明光伝達光学系への照明光の入射、非入射を制御するミラー制御回路とをそなえている。

The above and other objects, features and advantages of the invention will become more clearly understood from the following description referring to the accompanying drawings.

#### BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

図 1 は、本発明の 1 実施の形態の内視鏡装置を示す構成図、

図 2 は、図 1 の回転フィルタ板を示す構成図、

図 3 は、電荷の読み出しを短時間で行える CCD を使用している際の DMD 制御回路の制御を示す説明図、

図 4 は、図 3 に対して電荷の読み出しに長い時間を必要とする C C D を使用している際の D M D 制御回路の制御を示す説明図、

図 5 は、光変調デバイスとして D M D を用いた光源装置の構成例を示す説明図、

図 6 は、逆回折機能を有する反射ミラーを用いた光源装置の光学系を示す説明図、

図 7 は、個別に分割した反射ミラーを用いた光源装置の光学系を示す説明図、

図 8 は、D M D の反射光を混合する複数のレンズ群を用いた光源装置の光学系を示す説明図、

図 9 は、光変調デバイスとして D M D を用いた光源装置の光学系を示す説明図、

図 1 0 は、図 9 の変形例を示す説明図。

#### DETAILED DESCRIPTION OF PREFERRED EMBODIMENTS

以下、図面を参照して本発明の 1 実施の形態を説明する。

図 1 ないし図 4 は本発明の 1 実施の形態に係わり、図 1 は本発明の 1 実施の形態の内視鏡装置を示す構成図、図 2 は図 1 の回転フィルタ板を示す構成図、図 3 は電荷の読み出しを短時間で行える C C D を使用している際の D M D 制御回路の制御を示す説明図、図 4 は図 3 に対して電荷の読み出しに長い時間を必要とする C C D を使用している際の D M D 制御回路の制御を示す説明図である。

図 1 に示すように本発明の 1 実施の形態の内視鏡装置 1 は、撮像装置として C C D 2 a を内蔵する電子内視鏡（単に内視鏡）2 と、前記内視鏡 2 の C C D 2 a により撮像された撮像信号を信号処理してモニタ 3 に観察画像を表示させるビデオプロセッサ 4 と、前記内視鏡 2 に照明光を供給する光源装置 5 とで構成されている。

前記内視鏡 2 は、細長な挿入部 1 1 の基端側に操作部 1 2 を備えて構成される。前記内視鏡 2 は、この操作部 1 2 の側部より延出し、後述のライトガイドなどを内挿したユニバーサルケーブル 1 3 の端部に設けたコネクタ部 1 3 a を介して、

前記光源装置 5 及び前記ビデオプロセッサ 4 と着脱自在に接続されるようになっている。

前記内視鏡 2 は、前記 CCD 2 a を前記挿入部 1 1 の先端部 1 1 a に内臓している。また、前記内視鏡 2 は、前記 CCD 2 a の種類を判別するための情報を記憶した CCD 判別素子 1 4 を前記操作部 1 2 内に備えて構成されている。尚、この CCD 判別素子 1 4 は、コネクタ部 1 3 a に設けても良いし、挿入部 1 1 内に設けても良い。

前記内視鏡 2 は、前記挿入部 1 1 の先端部 1 1 a から前記ユニバーサルケーブル 1 3 のコネクタ部 1 3 a まで被写体像を伝達可能なライトガイド 1 5 を挿通している。前記ライトガイド 1 5 から伝達される光源装置 5 からの照明光は、照明用レンズ 1 6 及び照明用カバーガラス 1 7 を介して被写体を照明するようになっている。前記内視鏡 2 は、撮像用カバーガラス 1 8 を介して取り込んだ被写体像を対物光学系 1 9 により前記 CCD 2 a の撮像面に被写体像を結像されるようになっている。

前記光源装置 5 の光学系は、前記内視鏡 2 に照明光を供給するための光を放射するキセノンランプ等の光源ランプ 2 1 と、赤外線を透過するコーティングが施され、光源ランプ 2 1 からの出射光の赤外線成分をカットする放物面鏡 2 2 と、この放物面鏡 2 2 からの平行光を時間軸で制限する DMD (Digital Micromirror Device) 2 3 と、この DMD 2 3 より放射された放射光の一部を反射する反射ミラー 2 4 と、この反射ミラー 2 4 で反射した光を均一化するインテグレータ 2 5 と、このインテグレータ 2 5 で均一化された照射光量を制限する照明光絞り (以下、単に絞り) 2 6 と、この絞り 2 6 で制限された照射光の赤、緑、青の波長の光を透過する回転フィルタ板 2 7 と、この回転フィルタ板 2 7 を透過した赤、緑、青の波長の光を前記ライトガイド 1 5 の入射端面に集光する集光レンズ 2 8 とで構成されている。

回転フィルタ板 2 7 は、図 2 に示すようにそれぞれ赤、緑、青の波長の光を透過する R 透過部 2 7 a、G 透過部 2 7 b、B 透過部 2 7 c が配置されている。前記回転フィルタ板 2 7 は、モータ 2 9 により回転駆動されるようになっている。

前記DMD 23は、対角線の1つを中心に安定した2つの状態間で回転するヨーク上に保持部材により保持されたマイクロミラーを800×600の格子状にシリコンチップ上に配置し、水平方向に±10°の角度範囲で各マイクロミラーが独立して可動できるようにした素子である。そして、前記DMD 23は、前記放物面鏡22側から入射された入射光に対し、例えば-10°に設定した状態で前記マイクロミラーによって反射された照明光を前記反射ミラー24を介して前記ライトガイド15の入射端面に入射されるように設定している。尚、前記DMD 23は、前記放物面鏡22側から入射された入射光に対し、前記マイクロミラーを+10°に設定した状態で、このマイクロミラーによって反射される照明光を大きく異なる方向に反射して、前記反射ミラー24に照明光が入射されないようになっている。即ち、前記DMD 23は、前記光源ランプ21からの照明光を前記反射ミラー24へ入射させるか入射させないかを制御することで、前記ライトガイド15の入射端面への照明光の供給を制御している。

本実施の形態では、前記CCD判別素子14の情報により前記CCD 2aの種類を判別し、この判別した結果に基づいて前記DMD 23を制御し、前記CCD 2aの種類に応じて前記照明光の遮光期間を制御するように構成している。

前記ビデオプロセッサ4は、前記CCD判別素子14から出力される情報によりCCDの種類を判別し、CCDの電荷読み出し時間を検出するCPU制御部（以下、CPUと記す）31と、このCPU 31で検出した電荷読み出し時間に応じて前記内視鏡2に内蔵された前記CCD 2aの読み出しタイミング及びこの読み出しタイミングに同期した処理タイミングを供給するタイミングジェネレータ（以下、TG）32と、前記TG 32で発生された読み出し信号で前記CCD 2aを駆動するCCDドライバ33と、前記CCD 2aからの撮像信号にCDS（相関2重サンプリング）等の処理を行うプリプロセス回路34と、このプリプロセス回路34から出力された撮像信号をアナログ信号からデジタル信号に変換するA/D変換回路35と、前記A/D変換回路35でデジタル化された撮像信号をビデオ信号に信号処理する映像信号処理部36と、この

映像信号処理部 36 で信号処理されたビデオ信号を図示しない複数の同時化用メモリに順次記憶し、記憶したビデオ信号を同時に読み出すことで、面順次画像の同時化を行う同時化回路 37 と、この同時化回路 37 からのビデオ信号を  $\gamma$  補正する  $\gamma$  補正回路 37 と、この  $\gamma$  補正回路 37 で  $\gamma$  補正したデジタルのビデオ信号をアナログ信号に変換する D/A 変換回路 38 とを備えている。

また、前記ビデオプロセッサ 4 は、前記 TG 32 で発生された処理タイミングに基づき、前記 A/D 変換回路 35 でデジタル化された撮像信号により前記光源装置 5 の絞り 26 及び前記回転フィルタ板 27 のモータ 29 を制御する調光回路 41 と、前記 TG 32 で発生された前記 CCD 2a の読み出しタイミングで前記光源装置 5 の前記 DMD 23 を制御する DMD 制御回路 42 とを備えて構成されている。

次に、このように構成された内視鏡装置 1 の動作を説明する。

まず、術者は、内視鏡 2 のコネクタ部 13a を光源装置 5 及びビデオプロセッサ 4 に接続し、電源をオンして内視鏡検査を行う。

CPU 31 は、CCD 判別素子 14 から出力される情報により CCD の種類を判別し、CCD 2a の電荷読み出し時間を検出する。この CPU 31 で検出した電荷読み出し時間に応じて TG 32 は、CCD 2a の読み出しタイミング及びこの読み出しタイミングに同期した処理タイミングを発生する。

光源装置 5 の光源ランプ 21 から放射された光は、放物面鏡 22 を介して DMD 23 で反射され、反射ミラー 24、インテグレータ 25 を介し絞り 26、回転フィルタ板 27 を通過して集光レンズ 28 によりライトガイド 15 の入射端面に集光される。このとき、DMD 制御回路 42 は、TG 32 で発生された CCD 2a の読み出しタイミングで DMD 23 を制御する。

また、調光回路 41 は、TG 32 からの処理タイミングに基づき、A/D 変換回路 35 でデジタル化された撮像信号により画像が適当な明るさになるように絞り 26 に対して絞り制御信号を送信する。絞り 26 は、ビデオプロセッサ 4 の調光回路 41 から出力される絞り制御信号に応じて、光源装置 5 から出射される光の光量を制限し、CCD 2a で撮像される画像に著しい飽和が生じないようにする。

にしている。また、調光回路41は、前記TG32で発生された処理タイミングに基づき、所定の速度で回転駆動されるよう回転フィルタ板27のモータ29を制御する。回転フィルタ板27は、モータ29の回転により順次R透過部27a、G透過部27b、B透過部27cが光路上に入れられ、赤、緑、青の光が透過される。

内視鏡2のライトガイド15に入射された光は、挿入部11先端部から消化管等の被写体に照射される。被写体で散乱、反射された光は、挿入部先端部11aのCCD2a上で結像する。CCD2aは、TG32のタイミング信号に基づき、回転フィルタ板27の回転に同期してCCDドライバ33により駆動され、R透過部27a、G透過部27b、B透過部27c等、回転フィルタ板27のそれぞれのフィルタを透過した照射光に対応する撮像信号が順次ビデオプロセッサ4に出力される。尚、回転フィルタ板27の回転位置を検出する回転位置検出手段を設け、この回転位置検出手段により検出した回転位置によりCCDドライバ33を同期させて駆動するように構成しても良い。

ビデオプロセッサ4に入力された撮像信号は、先ずプリプロセス回路34に入力され、CDS（相関2重サンプリング）等の処理を施され、A/D変換回路35によりアナログ信号からデジタル信号に変換される。デジタル化された撮像信号は、映像信号処理部36で信号処理されてビデオ信号となり、図示しない複数の同時化用メモリに順次記憶される。そして、同時化回路37は、複数の同時化用メモリに順次記憶したビデオ信号を同時に読み出し、面順次画像の同時化を行う。そして、同時化された面順次画像は、 $\gamma$ 補正回路37で $\gamma$ 補正され、D/A変換回路38でアナログ信号に変換されて、モニタ3に出力される。

ここで、画素数が少なく電荷の読み出しを短時間で行えるCCD2aを用いている場合、DMD制御回路42は、図3に示すように遮光時間を短くするようにDMD23を制御する。この場合、例えば、R、G、Bの露光期間は13msであり、遮光期間は4msである。

一方、これとは逆に、画素数が多く電荷の読み出しに長い時間がかかるCCD2aを使用している場合、DMD制御回路42は、図4に示すように遮光時間を長くするようにDMD23を制御する。この場合、例えば、R、G、Bの露光



期間は10msであり、遮光期間は7msである。

そして、R、G、Bの露光期間には、DMD制御回路42によりDMD23の全マイクロミラーは、光源ランプ21からの照明光をライトガイド15の入射端面へ導く角度に制御される。一方、遮光期間には、DMD制御回路42によりDMD23の全マイクロミラーは、光源ランプ21からの照明光をライトガイド15の入射端面へ導かない角度に制御される。

この結果、本実施の形態の内視鏡装置1は、電荷読み出し時間が異なり、従って必要とされる遮光期間が異なっているCCD2aを搭載した内視鏡2を用いた場合でも、CCD2aの種類に応じて、可能な限り長い時間の露光期間を確保できる。

尚、本発明は、以上述べた実施形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

ところで、光源ランプ21の照明光の分光分布を変えるものとして従来の光源装置は、例えば特開平4-297225号公報に記載されているように光変調デバイスとして液晶を用いているものが提案されている。

しかしながら、このような光変調デバイスとして液晶を用いた光源装置は、この液晶の画素と画素の間にあるフレームにより光が吸収される影響などで、光の利用効率が落ちてしまうという問題があった。

そこで、高い効率で、所望の分光分布による照明を行うことが可能な光源装置の提供が望まれていた。

図5ないし図8を参照して光源装置の構成例を説明する。図5ないし図8は光源装置の構成例にかかり、図5は光変調デバイスとしてDMDを用いた光源装置の構成例を示す説明図であり、図5(a)は分光反射膜を有するDMDを用いた光源装置の光学系を示す説明図、図5(b)は同図(a)の反射面に分光反射膜を設けたDMDのマイクロミラーの概略図、図6は逆回折機能を有する反射ミラーを用いた光源装置の光学系を示す説明図、図7は個別に分割した反射ミラーを用いた光源装置の光学系を示す説明図、図8はDMDの反射光を混合する複数のレンズ群を用いた光源装置の光学系を示す説明図である。

図5 (a) に示すように光源装置の光学系50は、上記した光源装置5の光学系とほぼ同様な構成であり、図示しない内視鏡に照明光を供給するための光を放射するキセノンランプ等の光源ランプ51と、赤外線透過するコーティングが施され、光源ランプ51からの出射光の赤外線成分をカットする放物面鏡52と、この放物面鏡52からの平行光を時間軸で制限するDMD (Digital Micromirror Device) 53と、このDMD 53より放射された放射光の一部を反射する反射ミラー54と、この反射ミラー54で反射した光を均一化するインテグレータ55と、このインテグレータ55で均一化された光を内視鏡のライトガイド15の入射端面に集光する集光レンズ56とで構成されている。

前記DMD 53は、対角線の1つを中心に安定した2つの状態間で回転するヨーク上に保持部材により保持されたマイクロミラー53aを800×600の格子状にシリコンチップ上に配置し、水平方向に±10°の角度範囲で各マイクロミラー53aが独立して可動できるようにした素子である。前記DMD 53の各マイクロミラー53aは、DMD制御回路57により個別に制御されるようになっている。そして、前記DMD 53は、前記放物面鏡52側から入射された入射光に対し、例えば-10°に設定した状態で前記マイクロミラー53aによって反射された照明光を反射ミラー54を介して前記ライトガイド15の入射端面に入射されるように設定している。尚、前記DMD 53は、前記放物面鏡52側から入射された入射光に対し、前記マイクロミラー53aを+10°に設定した状態で、このマイクロミラー53aによって反射される照明光を大きく異なる方向に反射して、前記反射ミラー54に照明光が入射されないようになっている。

本実施例では、図5 (b) に示すようにDMD 53の各マイクロミラー53aに、光回折が発生する回折反射面58を形成している。このことにより、DMD 53の各マイクロミラー53aは、入射した光を波長毎に反射角度が異なって出射するようになっている。そして、この反射光は、マイクロミラー53aの角度によって±10°の角度を持ち、更に回折反射した波長成分が放射されるようになっている。

次に、このように構成された光源装置の光学系の動作を説明する。

光源ランプ 5 1 から放射された光は、放物面鏡 5 2 を介して DMD 5 3 に入射する。DMD 5 3 に入射した光は、マイクロミラー 5 3 a の回折反射面 5 8 で回折反射し、反射ミラー 5 4 に伝達される。この反射光は、波長により反射角度が違っているので、反射ミラー 5 4 に入射されない光がある。

DMD 5 3 のマイクロミラー 5 3 a は、 $\pm 10^\circ$  に設定された場合、図中 5 9 a の方向に反射する。一方、DMD 5 3 のマイクロミラー 5 3 a は、 $-10^\circ$  に設定された場合、図中 5 9 b の方向に反射する。この $\pm 10^\circ$ の角度によって更に反射ミラー 5 4 で反射するかどうか選択される。このように DMD 5 3 のミラー角度を選択することにより、反射ミラー 5 4 で反射する光束が変わる、即ち反射光に含まれる波長成分の制御ができる。

DMD 5 3 は、これらのマイクロミラー 5 3 a それぞれを $\pm 10 / -10$ に制御することで所望の成分の波長（分光分布）が得られる。つまり、反射ミラー 5 4 によって反射される反射光は、自在に色が可変できる光源として、内視鏡の照明に使用することができる。

この結果、本実施例では、光変調デバイスとして液晶よりも光の利用率が高い、即ち、効率的に被写体に対して、所望の分光分布で照明光を供給できる。

また、図 6 に示すように光源装置の光学系 6 0 は、逆回折の機能を有する複数の反射ミラー 6 1 を用いて、光の波長毎の反射角度が異なるように構成する。

このため、複数の反射ミラー 6 1 で反射される光は、波長毎に反射角度が異なる。この波長毎の光は、波長毎に混合されてインテグレータ 5 5 に入射するようになっている。また、反射ミラーは、円周形状に反射面か透過面かが配置されている。このため、DMD 5 3 からそれぞれのミラー角度により反射される光は、波長が選択されてインテグレータ 5 5 に入射されるようになっている。

これにより、図 5 で説明した光源装置の光学系 5 0 と同様な効果を得ることができる。

また、図 7 に示すように光源装置の光学系 7 0 は、個別に分割した複数の反射ミラー 7 1 を用いて DMD 5 3 の反射光を選択的に反射するように構成する。

このため、DMD 5 3 からそれぞれのミラー角度により反射される光は、複数

の反射ミラー 71 によって波長が選択されて、インテグレータ 55 に入射されるようになっている。

これにより、図 5 で説明した光源装置の光学系 50 と同様な効果を得ることができる。

また、図 8 に示すように光源装置の光学系 80 は、DMD 53 からの反射光をレンズ群 81 により選択的にインテグレータ 55 に入射するように構成する。

そして、このレンズ群 81 を通過した光が、集光レンズ 82 により集光されてインテグレータ 55 に入射するようになっている。

これにより、図 5 で説明した光源装置の光学系 50 と同様な効果を得ることができる。

ところで、従来の光源装置は、照明光の特定の波長を自由に選択して照明できるものとして、光源ランプの光路上でモノクロメータや、ターレットに配置した複数の狭帯域フィルタを回転させるようにしていた。

しかしながら、モノクロメータは、連続的に波長を可変できるが可変速度が遅いという問題があった。一方、狭帯域フィルタは、比較的スキャン速度は速いが、選択できる波長に限られるという問題があった。

そこで、高速且つ連続的、選択的に照明光の波長を変化させることが可能な光源装置の提供が望まれていた。

図 9 及び図 10 を参照して光源装置の構成例を説明する。図 9 及び図 10 は光源装置の構成例にかかり、図 9 は光変調デバイスとして DMD を用いた光源装置の光学系を示す説明図、図 10 は図 9 の変形例を示す説明図である。

図 9 に示すように光源装置の光学系 90 は、光源ランプ 91 と、この光源ランプ 91 から発せられた光を反射させるための球面ミラー 92 と、前記光源ランプ 91 近傍に配置されたスリット 93 と、このスリット 93 から発せられた光束 100 を平行光にするための第 1 のレンズ 94 と、この第 1 のレンズ 94 から出射した光束 100 を回折し分光する第 1 の回折格子 95 と、この第 1 の回折格子 95 で分光された反射光をマイクロミラー列の向きを変化させることにより選択的に反射させる DMD 96 と、この DMD 96 で選択的に反射された反射光を回折し逆分散する第 2 の回折格子 97 と、この第 2 の回折格子 97 で逆分散された

反射光をライトガイド15に集光する第2のレンズ98とから構成される。前記DMD96の各マイクロミラーは、DMD制御回路99により個別に制御されるようになっている。

次に、このように構成された光源装置の光学系の動作を説明する。

光源ランプ91から発せられた光は、直接或いは球面ミラー92を反射し、スリット93を通過する。スリット93を通過した光は、第1のレンズ94によって平行光とされて第1の回折格子95に入射される。

第1の回折格子95に入射された光は、この第1の回折格子95で回折されて反射する。この反射した光の光束100は、回折格子特有の分散効果によって分光され、DMD96に入射される。

DMD96に入射された光束100は、入射面に対して分光されているので、ライトガイド15に入射させたい波長が入射された部分のミラー列の向きを変化させることにより、選択的に第2の回折格子97に光を入射させることができる。

DMD96によって波長選択され、第2の回折格子97に入射させられた光束100は、第2の回折格子97によって逆分散されて第2のレンズ98に入射させられ、ライトガイド15の端面に集光される。

この結果、本実施例では、ライトガイド15に入射させる波長を高速にスキャンすることが可能となる。このため、本実施例では、高速な内視鏡分光イメージングができ診断能が向上する。また、本実施例では、高速な面順次切り替えが可能となるので、面順次フィルタの代替手段として用いても画質が向上する。

更に、本実施例では、任意の単波長、複数波長を選択可能であるので、蛍光イメージング、光吸収性薬剤による血管のイメージング、ヘモグロビン酸素飽和度の測定など、複数の内視鏡光診断に対応でき、内視鏡診断能が向上する。

また、図10に示すように光源装置の光学系110は、第1、第2の回折格子95、97をプリズムに換えて構成しても良い。

即ち、光源装置の光学系110は、第1の回折格子95及び第2の回折格子97を、それぞれ第1のプリズム111及び第2のプリズム112に置き換えて、光束100を透過させるように構成している。このことにより、第1のプリズム111と第2のプリズム112がそれぞれ分散素子として働く。

この結果、図 9 で説明した光源装置の光学系 9 0 と同様な効果に加え、回折格子よりもプリズムのほうが光効率が良いので、ライトガイド 1 5 に対し強い入射光を与えることができる。

Having described the preferred embodiments of the invention referring to the accompanying drawings, it should be understood that the present invention is not limited to those precise embodiments and various changes and modifications thereof could be made by one skilled in the art without departing from the spirit or scope of the invention as defined in the appended claims.